



Espacenet

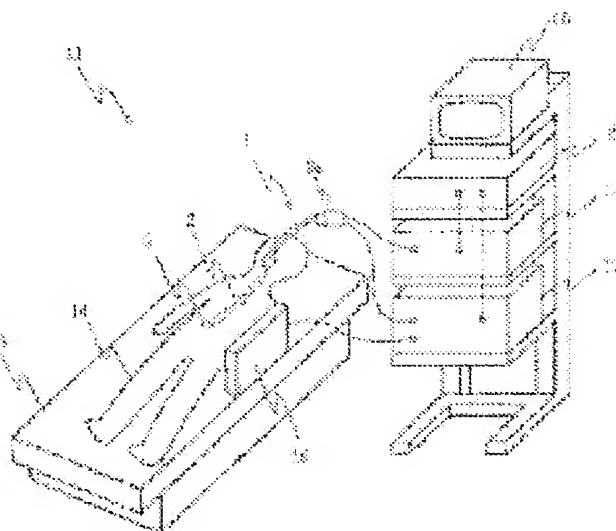
## Bibliographic data: JP 2000254129 (A)

### ULTRASONOGRAPH AND ULTRASONOGRAPHIC DIAGNOSTIC METHOD

**Publication date:** 2000-09-19  
**Inventor(s):** MIZUNUMA AKIKO; IMAHASHI TAKUYA +  
**Applicant(s):** OLYMPUS OPTICAL CO +  
**Classification:** - **international:** **A61B1/00; A61B8/12; G06T1/00;** (IPC1-7): A61B1/00; A61B8/12; G06T1/00  
- **European:**  
**Application number:** JP19990065548 19990311  
**Priority number(s):** JP19990065548 19990311  
**Also published as:** • JP 4290805 (B2)

### Abstract of JP 2000254129 (A)

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To prevent the occurrence of the area of a low data density.  
**SOLUTION:** This device is provided with an ultrasonic image processor 12 for processing and interpolating echo data from the ultrasonic vibrator of an ultrasonic endoscope 1 and forming three-dimensional ultrasonic data, a magnetic sensor 16 for detecting a magnetic field generated by a magnetic source inside the hard part 3 of the ultrasonic endoscope 1, a position detector 17 for inputting magnetic field detection signals from the magnetic sensor 16 and calculating the position and direction of the magnetic source and a personal computer 20 for inputting the three-dimensional ultrasonic data and displaying the three-dimensional ultrasonic images of absolute coordinates on a monitor 18 based on the position and orientation of the magnetic source. The personal computer 20 corrects the luminance of respective pixels by the three-dimensional ultrasonic wave data along plural linear scanning axes and generates the three-dimensional ultrasonic images of the absolute coordinates.



Last updated:  
 26.04.2011 Worldwide  
 Database 5 7 23; 63p

(19) 日本国特許庁 (J P)

## (12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-254129

(P2000-254129A)

(43) 公開日 平成12年9月19日 (2000.9.19)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	データベース* (参考)
A 6 1 B 8/12		A 6 1 B 8/12	4 C 0 6 1
	1/00		3 0 0 F 4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00	3 0 0	G 0 6 F 15/62	3 9 0 D 5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願平11-65548

(22) 出願日 平成11年3月11日 (1999.3.11)

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 水沼 明子

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 今橋 拓也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

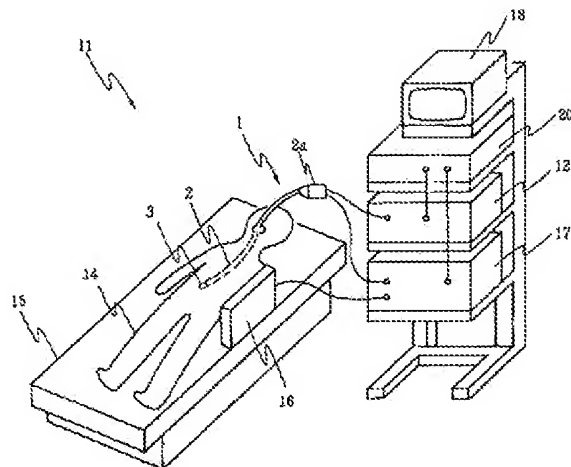
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断方法

(57) 【要約】

【課題】 データ密度の小さい領域の発生を防止する。

【解決手段】 超音波内視鏡1の超音波振動子5からのエコーデータを処理し補間して3次元の超音波データを形成する超音波画像処理装置12と、超音波内視鏡1の硬性部3内の磁気ソースが発生した磁場を検出する磁気センサ16と、磁気センサ16からの磁場検出信号を入力し磁気ソースの位置と向きを算出する位置検出装置17と、3次元超音波データを入力し磁気ソースの位置と配向に基づいて3次元の絶対座標の超音波画像をモニタ18に表示するパソコン20とを備え、パソコン20は複数のリニア走査軸に沿った3次元の超音波データにより各画素の輝度を補正し3次元の絶対座標の超音波画像を生成する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波をラジアル方向に送受しながらリニア走査して生体組織内部の3次元の超音波エコー信号を得る超音波送受手段と、

前記超音波送受手段の3次元位置を検出する3次元位置検出手段と、

前記3次元の超音波エコー信号により前記3次元位置検出手段が検出した前記超音波送受手段の位置に基づく3次元空間上の3次元超音波画像を生成する3次元超音波画像生成手段とを備えた超音波診断装置において、

前記超音波送受手段の前記超音波エコー信号の送受波特性に基づき、前記超音波送受手段による第1の走査軸に沿った前記リニア走査による前記3次元の超音波エコー信号及び前記第1の走査軸とは異なる走査軸に沿った前記リニア走査による前記3次元の超音波エコー信号とにより、前記3次元空間上の任意の平面上の画素を補正する補正手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 超音波をラジアル方向に送受しながらリニア走査する超音波送受手段からの生体組織内部の3次元の超音波エコー信号を得る超音波送受工程と、

前記超音波送受手段の3次元位置を検出する3次元位置検出工程と、

前記3次元の超音波エコー信号により前記3次元位置検出工程が検出した前記超音波送受手段の位置に基づく3次元空間上の3次元超音波画像を生成する3次元超音波画像生成工程とを備えた超音波診断方法において、

前記超音波送受手段の前記超音波エコー信号の送受波特性に基づき、前記超音波送受工程による第1の走査軸に沿った前記リニア走査による前記3次元の超音波エコー信号及び前記第1の走査軸とは異なる走査軸に沿った前記リニア走査による前記3次元の超音波エコー信号とにより、前記3次元空間上の任意の平面上の画素を補正する補正工程を備えたことを特徴とする超音波診断方法。

【請求項3】 体腔内に挿入する挿入部の先端より超音波をラジアル方向に送受しながらリニア走査して生体組織内部の3次元の超音波エコー信号を得る超音波内視鏡と、

前記超音波内視鏡の先端部の3次元位置を検出する3次元位置検出手段と、

前記3次元の超音波エコー信号により前記3次元位置検出手段が検出した前記超音波内視鏡の先端部の位置に基づく3次元空間上の3次元超音波画像を生成する3次元超音波画像生成手段とを備えた超音波診断装置において、

前記超音波内視鏡の前記超音波エコー信号の送受波特性に基づき、前記超音波内視鏡による第1の走査軸に沿った前記リニア走査による前記3次元の超音波エコー信号及び前記第1の走査軸とは異なる走査軸に沿った前記リニア走査による前記3次元の超音波エコー信号とにより、前記3次元空間上の任意の平面上の画素を補正する

補正手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】 前記超音波送受手段は、異なる前記送受波特性を有する複数の超音波振動子からなることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波診断装置及び超音波診断方法、更に詳しくは3次元超音波画像の画素の補間部分に特徴のある超音波診断装置及び超音波診断方法に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、超音波振動子を有する超音波内視鏡を体腔内に挿入して、上記超音波振動子から超音波を送受波し、そのエコー信号から体内の状態を描画することによって診断を行なう超音波画像診断装置が一般的に使用されている。

【0003】このような超音波画像診断装置における超音波内視鏡は、通常、フレキシブルシャフトの先端に超音波振動子を設け、その外周を円筒状のシースで覆うように構成されている。

【0004】そして、フレキシブルシャフトを介して超音波振動を回転させることによって、放射方向に超音波を照射するようにしたラジアルスキャン方式のものや、フレキシブルシャフト及び超音波振動子を挿入軸方向に移動させることで、フレキシブルシャフトの軸方向と直交する方向に超音波を照射するようにしたリニアスキャン方式のもの、上述のラジアルスキャン方式のものとリニアスキャン方式のものを組み合わせたスパイラルスキャン方式（三次元方式）のもの等が種々提案されている。

【0005】上記スパイラルスキャン方式のものは、ラジアルスキャンを行ないながら同時にリニアスキャンを行なうようにしたものであるため、連続した複数の超音波断層像を得ることができるようになっている。そして、これによって得られるエコーデータ（画像データ）に対して何らかの処理を施して三次元画像データを得るようにしている。

【0006】この種の超音波画像診断装置は、通常、被検部位のエコーデータを連続した複数の二次元画像の超音波断層像として取り込み、この取り込まれたエコーデータから被検部位の三次元画像を構築し表示するようにしている。

【0007】ところが、三次元画像を構築する上記超音波画像診断装置においては、一般に、リニアスキャンは、術者の手による超音波内視鏡の挿抜によって行われるため、リニアスキャンにおける先端部の位置が不正確となり、正確な三次元画像を構築することができないといった問題がある。

【0008】そこで、例えば特開平9-201358号公報のように超音波振動子の近傍に位置センサを設けた

り、例えば特開平6-261900号公報のように先端部にコイルからなる磁気ソースを設け、この磁気ソースからの磁場を外部に設けた磁気センサにて検出し、リニアスキャンにおける超音波振動子の軸方向の位置及びラジアルスキャンにおけるスキャン面の向きを算出することで、正確な三次元画像を構築することのできる超音波画像診断装置が提案されている。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記従来技術では、湾曲した体内においてラジアルスキャン面の間隔に密な部分と疎な部分ができデータ密度の小さい領域が発生するといった問題がある。

【0010】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、データ密度の小さい領域の発生を防止することのできる超音波診断装置を提供することを目的としている。

【0011】

【課題を解決するための手段】本発明の超音波診断装置は、超音波をラジアル方向に送受しながらリニア走査して生体組織内部の3次元の超音波エコー信号を得る超音波送受手段と、前記超音波送受手段の3次元位置を検出する3次元位置検出手段と、前記3次元の超音波エコー信号により前記3次元位置検出手段が検出した前記超音波送受手段の位置に基づく3次元空間上の3次元超音波画像を生成する3次元超音波画像生成手段とを備えた超音波診断装置において、前記超音波送受手段の前記超音波エコー信号の送受波特性に基づき、前記超音波送受手段による第1の走査軸に沿った前記リニア走査による前記3次元の超音波エコー信号及び前記第1の走査軸とは異なる走査軸に沿った前記リニア走査による前記3次元の超音波エコー信号とにより、前記3次元空間上の任意の平面上の画素を補正する補正手段を備えて構成される。

【0012】また、本発明の超音波診断方法は、超音波をラジアル方向に送受しながらリニア走査する超音波送受手段からの生体組織内部の3次元の超音波エコー信号を得る超音波送受工程と、前記超音波送受手段の3次元位置を検出する3次元位置検出工程と、前記3次元の超音波エコー信号により前記3次元位置検出工程が検出した前記超音波送受手段の位置に基づく3次元空間上の3次元超音波画像を生成する3次元超音波画像生成工程とを備えた超音波診断方法において、前記超音波送受手段の前記超音波エコー信号の送受波特性に基づき、前記超音波送受工程による第1の走査軸に沿った前記リニア走査による前記3次元の超音波エコー信号及び前記第1の走査軸とは異なる走査軸に沿った前記リニア走査による前記3次元の超音波エコー信号とにより、前記3次元空間上の任意の平面上の画素を補正する補正工程を備える。

【0013】本発明の超音波診断装置及び超音波診断方

法では、前記超音波送受手段の前記超音波エコー信号の送受波特性に基づき、前記第1の走査軸に沿った前記リニア走査による前記3次元の超音波エコー信号及び前記第1の走査軸とは異なる走査軸に沿った前記リニア走査による前記3次元の超音波エコー信号とにより、前記3次元空間上の任意の平面上の画素を補正することで、データ密度の小さい領域の発生を防止すること可能とする。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【0015】図1ないし図15は本発明の第1の実施の形態に係わり、図1は超音波内視鏡の先端の構成を示す断面図、図2は図1の超音波内視鏡を備えた超音波診断装置の構成を示す構成図、図3は図2の超音波診断装置の作用を説明する第1の説明図、図4は図2の超音波診断装置の作用を説明する第2の説明図、図5は図2の超音波診断装置の作用を説明する第3の説明図、図6は図2の超音波診断装置による3次元エコーデータの取り込み手順を示すフローチャート、図7は図6の手順により第1の走査軸に沿って取り込まれた3次元エコーデータを説明する説明図、図8は図6の手順により第2の走査軸に沿って取り込まれた3次元エコーデータを説明する説明図、図9は図7の第1の走査軸に沿って取り込まれた3次元エコーデータによるBモード超音波画像を示す図、図10は図8の第2の走査軸に沿って取り込まれた3次元エコーデータによるBモード超音波画像を示す図、図11は図2のパソコンによりBモード超音波画像の画素の補正の流れを示すフローチャート、図12は図9及び図10における画素と超音波振動子の位置関係を示す図、図13は図12におけるA点の画素の重み付け量を説明する説明図、図14は図12におけるB点の画素の重み付け量を説明する説明図、図15は図11のBモード超音波画像の画素の補正の変形例の流れを示すフローチャートである。

【0016】（構成）超音波送受手段である超音波内視鏡1は、図1に示すように、挿入部2の先端に硬性な硬性部3を有し、この硬性部3の先端には一体的に連設されたシース4が設けられている。そして、このシース4には超音波振動子5が挿入部2及び硬性部3を挿通しているフレキシブルシャフト6に回転自在に連結され状態で配置され、シース4の内部には超音波伝達媒体7が充填されている。また、硬性部3には例えば直交する2つの軸方向に磁場を発生する磁気ソース8が内蔵されている。

【0017】本実施の形態の超音波診断装置11は、図2に示すように、挿入部2の基端側に操作部2aを備えた上記超音波内視鏡1と、この超音波内視鏡1の超音波振動子5及びフレキシブルシャフト6を駆動すると共に超音波振動子5からのエコーデータを処理し補間して3

次元の超音波データを形成する超音波画像処理装置12と、超音波内視鏡1の挿入部2が体腔内に挿入される患者14が横になるベッド15に設けられた超音波内視鏡1の硬性部3の磁気ソース8が発生した磁場を検出する複数、例えば16個のコイルからなる磁気センサ16と、磁気ソース8に電流を供給し磁場を発生させると共に磁気センサ16からの磁場検出信号を入力し磁気ソース8の位置と向きを算出する位置検出装置17と、超音波画像処理装置12より3次元超音波データを入力し位置検出装置17により得られた磁気ソース8の位置と配向に基づいて3次元の絶対座標の超音波画像をモニタ18に表示するパーソナルコンピュータ（以下、パソコンと記す）20とを備えて構成され、パソコン20は複数のリニア走査軸に沿った3次元の超音波データにより各画素の輝度を補正し3次元の絶対座標の超音波画像を生成する。

【0018】（作用）このように構成された本実施の形態の作用について説明する。

【0019】図3に示すように、直線的な体腔内においてのラジアルスキャン面は等間隔となるが、湾曲した体腔内においてのラジアルスキャン面の間隔には湾曲径の内側は密となり外側が疎となりデータ密度が小さい領域ができてしまう。このため、本実施の形態では、以下の方法により、データ密度が小さい領域のデータを補正し、より一様なデータ密度を有する3次元超音波画像を生成する。

【0020】すなわち、ラジアルスキャンしながらリニア走査を複数回行い、この複数の3次元走査によりデータ密度が小さい領域を補正して、より一様なデータ密度を有する3次元超音波画像を生成する。つまり、ユーザによるリニア走査では、図4に示すような第1のリニア走査の走査軸に対して、同一の走査軸ではなく、図5に示すように第2のリニア走査では走査軸が異なった状態で行われるため、同じ3次元空間をリニア走査してもデータ密度が異なる3次元走査データが得られる。そこで、複数回の3次元走査によりデータを補正する。

【0021】詳細には、図6に示すように、ステップS1で超音波内視鏡1の操作部2aに設けられている図示しない走査開始スイッチを押すことで1回目のリニア走査を開始し、ステップS2でこのリニア走査によるラジアル方向の複数のエコーデータを各エコーデータでの磁気ソース8の位置と配向データと共にパソコン20に保存する。そして、ステップS3で操作部2aに設けられている図示しない走査終了スイッチを押すことで1回目のリニア走査を終了し、ステップS4でユーザが必要と考えている所要回数が終わったかどうかをユーザ自身が判断し、所要回数に満たない場合はステップS1に戻り処理を繰り返す。所要回数と判断した場合は処理を終了する。このステップS1～S4の処理により少なくとも2回以上のリニア走査による3次元エコーデータが磁気

ソース8の位置と配向データと共にパソコン20に保存される。

【0022】この結果、パソコン20内には、磁気ソース8の位置と配向データにより絶対座標上で、第1回目のリニア走査により図7に示すようなリニア軸に沿った複数のラジアルスキャンエコーデータが保存され、また、第2回目のリニア走査により図8に示すようなリニア軸に沿った複数のラジアルスキャンエコーデータが保存される。同様に第3回目以降のデータも保存される。

【0023】以下、説明の簡略化のために、各走査軸が同一平面上にある場合を例に説明するが、これはあくまでも説明の簡略化のためであり、走査軸が同一平面上に無くても、以下の説明は同様に成り立つ。

【0024】得られたリニア軸に沿った複数のラジアルスキャンエコーデータによりBモードの断層像をデータ補間して作成すると、図9に示すように、第1回目のリニア走査により得られた3次元画像のリニア軸を含むある平面上の2点をA点及びB点とした場合、第2回目のリニア走査により得られた3次元画像のリニア軸を含む同一平面は、図10に示すような画像となる。

【0025】このとき、図9と図10の画像は絶対座標が分かっているため、本来ならば同一画像となっているはずであるが、走査軸が異なるために超音波振動子5からの距離により輝度が異なり超音波振動子5に近ければ画像は鮮明となりまた遠ければぼやけ、またラジアルスキャン面が等間隔になっていないのでそれぞれが異なるデータで画像補間を行うため、異なった画質となっている。なお、走査軸の近傍は多重エコーのため画像データは得られない。

【0026】このように得られた2つのBモード画像を以下の方法により補正する。すなわち、図11に示すように、ステップS21で、ユーザがキーボード（図示せず）等によりパソコン20に対して所望の断面（以下、図9及び図10に示した断面とする）を指定する。

【0027】これによりパソコン20は、ステップS22で指定された断面の超音波画像を構成する画素の位置（絶対座標）を求める。そして、ステップS23で第1回目の走査での1回の3次元走査のエコーデータを補間し、各画素での輝度を求める。また、ステップS24で画素と、その位置のエコーを得た際の超音波振動子5との距離を求める。

【0028】ステップS21で指定した断面が、図9及び図10に示した断面の場合、図12に示すように、ステップS24での処理によりA点の画素の第1回目の走査での超音波振動子5との距離はLとなる。

【0029】図11に戻り、次に、ステップS25では、超音波振動子5との距離から重み付け量を求める。対象物とそのエコーデータとの間の相関関係が超音波振動子5により決定付けられているので、超音波振動子5による画像をファントムを用いた分解能、感度等に基づ



いて予め決定し、図13に示すような重み付け量として予め算出している。これによりA点の画素の第1回目の走査での超音波振動子5との距離Lに対する重み付け量が求められる。なお、多重エコーのため画像データのため走査軸の近傍のデータが無視されるように重み付け量が設定されている。

【0030】そして、ステップS26で走査を行った全ての3次元走査に対して上記画素に対するステップS23～S25の処理を行ったかどうか判断する。この場合第1回目の走査に対してのみなので、ステップS26からステップS23に戻り、第2回目の走査に対するステップS23～S25の処理を行う。つまり、ステップS23で第2回目の走査での1回の3次元走査のエコーデータを補間し、各画素での輝度を求め、例えば第2回目の走査でのステップS24の処理によるA点の画素の超音波振動子5との距離はMとなる。そして、ステップS25でA点の画素の第2回目の走査での超音波振動子5との距離Mに対する重み付け量が求められる(図13参照)。

【0031】そして、再びステップS26で、走査を行った全ての3次元走査に対して上記画素に対するステップS23～S25の処理を行ったかどうか判断するが、説明の簡略化のため2回の走査のみが行われたとすると、ステップS26からステップS27に処理が移行する。なお3回以上走査が行われた場合は、その回数分だけステップS23～S25の処理を繰り返す。

【0032】ステップS27では、最も重み付け量が多い3次元走査の際の輝度を、その画素の輝度として補正する。例えば、図13に示すように、A点の画素においては、第1回目の走査の際の重み付け量の方が第2回目の走査の際の重み付け量より大きいので、A点の画素の輝度は第1回目の3次元走査の際の輝度となる。

【0033】そして、ステップS28で全ての画素の輝度を決定したかどうか判断する。この場合は、まだ他の画素の輝度を決定していないので、ステップS22に戻り、ステップS22～S27の処理を繰り返す。

【0034】この繰り返し処理において、例えばB点の画素については、ステップS24で、第1回目の走査での超音波振動子5との距離はNとなり、第2回目の走査でのB点の画素の超音波振動子5との距離はOとなる

(図12参照)。そして、ステップS25で図14に示すように、B点の画素の第1回目及び第2回目の走査での超音波振動子5との距離N、Oに対する重み付け量が求められる。これによりステップS27でB点の画素においては、第2回目の走査の際の重み付け量の方が第1回目の走査の際の重み付け量より大きいので、B点の画素の輝度は第2回目の3次元走査の際の輝度となる。

【0035】そして、ステップS28で全ての画素の輝度を決定したと判断すると、ステップS29で決定された輝度の画素の表示を行う。最後にステップS30で、

上記処理が終了したかどうか判断し、他の断面に対しても上記処理を行う場合にはステップS21に戻り終了した判断すると処理を終了する。

【0036】(効果)このように本実施の形態では、湾曲した体腔内においてのラジアルスキャン面の間隔には湾曲径の内側は密となり外側が疎となりデータ密度が小さい領域ができてしまうが、複数回の異なるリニア走査軸に沿った3次元走査を行うので、複数回の3次元走査により得られた絶対座標系上でのエコーデータによりデータ密度が小さい領域のデータを補正し、より一様なデータ密度を有する3次元超音波画像を生成することができる。

【0037】なお、本実施の形態では湾曲した体腔内だけでなく、湾曲していない直線的な体腔内であっても、複数回の異なるリニア走査軸に沿った3次元走査を行うことで、例えば1回目の走査での遠い位置の画素に対して、2回目の走査では前記画素位置に近い走査軸により走査させ本実施の形態の補正処理を行うことで、より鮮明な次元超音波画像を生成することができる。

【0038】また、上記実施の形態では、ユーザが指定した断面毎に補正処理を行うとしたが、パソコンの処理レベルによっては、図15に示すように、ステップS21に代わるステップS41で、断面の指定ではなく3次元画像構築範囲をユーザより指定することで、指定された3次元画像の各画素に対して上記補正処理を行うようにしてもよく、このように3次元画像の各画素に対して上記補正処理を行うことで、見たい断面を指定すれば瞬時に補正された鮮明な画像が表示できる。

【0039】さらに、重み付け量の大きさによっては、各回の3次元走査で得た画素の輝度を、以下のように比例配分により重畳しても良い。

【0040】画素の輝度=1回目の走査で得た輝度×S+2回目の走査で得た輝度×T

$$S = a / (a + b)$$

$$T = b / (a + b)$$

但し、a=1回目でのその画素の重み付け量、b=2回目でのその画素の重み付け量である。

【0041】このように比例配分することで画像のつなぎめが滑らかとなり、読みとりやすい画像が表示できる。

【0042】図16ないし図19は本発明の第2の実施の形態に係わり、図16は超音波振動子の構成を示す構成図、図17は図16の第1の超音波振動子及び第2の超音波振動子の重み付け量を説明する説明図、図18は図16の超音波振動子によるA点及びB点の画素の重み付け量を説明する説明図、図19は図16の超音波振動子の変形例の構成を示す構成図である。

【0043】第2の実施の形態は、第1の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0044】(構成)図16に示すように、本実施の形態の超音波振動子5aは、例えば1.2MHzで駆動される第1の超音波振動子31と、例えば7.5MHzで駆動される第2の超音波振動子32を一体的に形成した複合超音波振動子であって、1.2MHzで駆動される第1の超音波振動子31は近距離では分解能が高いが減衰が大きいので遠方が見えにくいという特性を有し、逆に7.5MHzで駆動される第2の超音波振動子32は遠方まで届くが分解能が低いという特性を有している。比較的遠方の組織に対して解像度が良好である。そのため重み付け量は、1.2MHzで駆動される第1の超音波振動子31に対しては図17(a)のようになり、7.5MHzで駆動される第2の超音波振動子32に対しては図17(b)のようになる。

【0045】その他の構成は第1の実施の形態と同じである。

【0046】(作用)本実施の形態では、図18に示すように、第1の超音波振動子31及び第2の超音波振動子32に応じた2つの重み付け量が予め算出されている。第1回目の走査は1.2MHzで駆動される第1の超音波振動子31を用いて行い、第2回目の走査は7.5MHzで駆動される第2の超音波振動子32を用いて行う。

【0047】そこで、図11のステップS25では第1の実施の形態で説明したA点(図12参照)までの第1回目の走査における距離Lに関する重み付け量は第1の超音波振動子31による重み付け量により求められ、第2回目の走査における距離Mに関する重み付け量は第2の超音波振動子32による重み付け量により求められる(図18(a)参照)。

【0048】そして、図11のステップS27でこの距離Lに関しての第1の超音波振動子31の重み付け量と、距離Mに関しての第2の超音波振動子32の重み付け量を比較し、距離Lに関しての第1の超音波振動子31の重み付け量が大きいため、第1回目の走査時の輝度をその画素の輝度とする。

【0049】同様に、第1の実施の形態で説明したB点(図12参照)までの第1回目の走査における距離Nに関する重み付け量は第1の超音波振動子31による重み付け量により求められ、第2回目の走査における距離Oに関する重み付け量は第2の超音波振動子32による重み付け量により求められる(図18(b)参照)。

【0050】そして、図11のステップS27でこの距離Nに関しての第1の超音波振動子31の重み付け量と、距離Oに関しての第2の超音波振動子32の重み付け量を比較し、距離Nに関しての第1の超音波振動子31の重み付け量が大きいため、この場合も第1回目の走査時の輝度をその画素の輝度とする。

【0051】その他の作用は第1の実施の形態と同じである。

【0052】(効果)このように本実施の形態では、第1の実施の形態の効果に加え、食道等、3次元走査を行うリニア軸に再現性の期待できる部位で使用すると、食道壁から遠方の周辺臓器までの広い範囲にわたって高い分解能の画像を得ることができる。

【0053】なお、同一周波数で、幾何学的焦点距離の異なる複数の振動子を組み合わせても良い。

【0054】また、図19に示すように、2種類以上、例えば4種類の異なる駆動周波数(2.0MHz:1.0mm、1.2MHz:1.5mm、1.2MHz:3.0mm、7.5MHz:3.0mm)の超音波振動子を組み合わせても良い。

【0055】さらに、上記各実施の形態では、超音波送受手段として超音波内視鏡を例に説明したが、これに限らず、図20に示すように、体表面に接触させて体外より体内組織の3次元超音波エコーを得ることのできる体外式超音波プローブ41の先端内に磁気コイル(図示せず)を設けることとで、上記各実施の形態と同様に、体外式超音波診断装置においても、複数回、走査軸を変更して走査を行うことで、より鮮明な画像を構築させることが可能である。

【0056】ところで、例えば図2で説明した超音波診断装置11においては、3次元走査によるラジアルスキャン面の取り込みは、例えば1秒間に50枚というフレームレート(10fps)で取り込まれる。一方、磁気ソース8(すなわち、超音波振動子5)の位置と向きの算出の上記フレームレートに同期して行われる。

【0057】しかしながら、上記フレームレートに同期して位置検出を行うと、例えば拍動ある組織での位置検出や、リニア走査速度が早い場合は位置情報がばらつき確定できず、絶対座標系での3次元画像構築に支障があるといった問題がある。

【0058】そこで、以下に絶対座標系での3次元画像構築に適した位置検出情報を得ることのできる超音波診断装置について説明する。

【0059】図21ないし図23は絶対座標系での3次元画像構築に適した位置検出情報を得ることのできる超音波診断装置に係わり、図21は位置検出装置の要部の構成を示す構成図、図22は図21の回数指示部に対して加算回数を入力する超音波内視鏡の操作部に設けられた入力ボタンを説明する説明図、図23は図21の位置検出装置の変形例の構成を示す構成図である。

【0060】本実施の形態は、図1ないし図15で説明した第1の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明する。

【0061】本実施の形態では、図21に示すように、位置検出装置17には、磁気センサ16により磁気ソース8(すなわち、超音波振動子5)の位置と向きの算出する位置算出部61と、位置算出部61が算出した位置と向きのデータを加算平均する加算平均部62と、加算

平均部62が加算平均する回数を指示する回数指示部63を有している。

【0062】また、図22に示すように、超音波内視鏡1の操作部2aには回数指示部63に対して加算回数を入力する入力ボタンが64、65が設けられている。この2つの入力ボタン64、65には例えば「2」、「5」といった刻印が施されており、入力ボタン64を押下することで加算回数が2回、入力ボタン65を押下することで加算回数が5回といった内容を回数指示部63に入力できるとなっている。

【0063】回数指示部63では、入力ボタンが64、65からのいずれかの加算回数入力を受けると加算平均部62に対して加算平均する回数を指示する。そして、加算平均部62では、例えばフレームレートが50RPSの場合は、入力ボタン64が押下されると加算回数を2回として、2回の位置情報を加算平均し1秒間に25回のレートで位置情報をパソコン20に出力する。また、入力ボタン65が押下されると加算回数を5回として、2回の位置情報を加算平均し1秒間に10回のレートで位置情報をパソコン20に出力する。

【0064】なお、上記の加算回数は一例であってこれに限るものではない。

【0065】このように構成することで、位置情報が加算平均化されてパソコン20に入力されるので、絶対座標系での3次元画像構築に適した位置検出情報を得ることができる。また、操作部2aに加算回数を設定するための入力ボタンが64、65を設けたので、走査速度等に応じたレートで位置情報を設定できるため、より適正な3次元画像を得ることができる。

【0066】なお、入力ボタンが64、65に例えば「2」、「5」といった加算平均回数を刻印するとしたが、これに限らず、パソコン20に転送される位置情報の転送レートを刻印してもよく、加算平均回数「2」に対応する入力ボタンが64には「25」、加算平均回数「5」に対応する入力ボタンが64には「10」を刻印してもいい。

【0067】また、入力ボタンが64、65に位置精度情報を加算平均回数の代わりに刻印しても良い。

【0068】さらに、図22に示すように、位置検出装置17に設けられているキーボード等の回数変更部66により回数指示部63に対して加算回数の変更を指示できるようにしてもよく、この場合は入力ボタンが64、65には「A」、「B」といった刻印あるいは異なる色表示を行うことで、入力ボタンが64、65が押されることで回数変更部66が設定した加算回数を実行するようにしても良い。これにより部位に応じた加算平均が行える。

【0069】(付記項1) 体腔内に挿入する挿入部の先端より超音波をラジアル方向に送受しながらリニア走査して生体組織内部の3次元の超音波エコー信号を得る

超音波内視鏡と、前記超音波内視鏡の先端部の3次元位置を検出する3次元位置検出手段と、前記3次元の超音波エコー信号により前記3次元位置検出手段が検出した前記超音波内視鏡の先端部の位置に基づく3次元空間上の3次元超音波画像を生成する3次元超音波画像生成手段とを備えた超音波診断装置において、前記挿入部の基端側に設けられた操作部に、前記3次元位置検出手段における位置情報の計算時間を制御する制御手段を設けたことを特徴とする超音波診断装置。

【0070】(付記項2) 前記制御手段は、前記3次元位置検出手段に対して位置情報の計算時間を加算平均させ制御することを特徴とする付記項1に記載の超音波診断装置。

【0071】(付記項3) 前記制御手段は、前記3次元位置検出手段に対して加算回数を指定して位置情報の計算時間を加算平均させ制御することを特徴とする付記項2に記載の超音波診断装置。

【0072】(付記項4) 前記制御手段は、前記加算回数を明記していることを特徴とする付記項3に記載の超音波診断装置。

【0073】(付記項5) 前記制御手段は、前記計算時間を明記していることを特徴とする付記項1に記載の超音波診断装置。

【0074】(付記項6) 前記制御手段に対して加算回数を設定する回数設定手段を有することを特徴とする付記項2に記載の超音波診断装置。

【0075】

【発明の効果】以上説明したように本発明の超音波診断装置及び超音波診断方法によれば、超音波送受手段の超音波エコー信号の送受波特性に基づき、第1の走査軸に沿った前記リニア走査による3次元の超音波エコー信号及び第1の走査軸とは異なる走査軸に沿ったリニア走査による3次元の超音波エコー信号とにより、3次元空間上の任意の平面上の画素を補正するので、データ密度の小さい領域の発生を防止することができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る超音波内視鏡の先端の構成を示す断面図

【図2】図1の超音波内視鏡を備えた超音波診断装置の構成を示す構成図

【図3】図2の超音波診断装置の作用を説明する第1の説明図

【図4】図2の超音波診断装置の作用を説明する第2の説明図

【図5】図2の超音波診断装置の作用を説明する第3の説明図

【図6】図2の超音波診断装置による3次元エコーデータの取り込み手順を示すフローチャート

【図7】図6の手順により第1の走査軸に沿って取り込



またれた3次元エコーデータを説明する説明図

【図8】図6の手順により第2の走査軸に沿って取り込まれた3次元エコーデータを説明する説明図

【図9】図7の第1の走査軸に沿って取り込まれた3次元エコーデータによるBモード超音波画像を示す図

【図10】図8の第2の走査軸に沿って取り込まれた3次元エコーデータによるBモード超音波画像を示す図

【図11】図2のパソコンによりBモード超音波画像の画素の補正の流れを示すフローチャート

【図12】図9及び図10における画素と超音波振動子の位置関係を示す図

【図13】図12におけるA点の画素の重み付け量を説明する説明図

【図14】図12におけるB点の画素の重み付け量を説明する説明図

【図15】図11のBモード超音波画像の画素の補正の変形例の流れを示すフローチャート

【図16】本発明の第2の実施の形態に係る超音波振動子の構成を示す構成図

【図17】図16の第1の超音波振動子及び第2の超音波振動子の重み付け量を説明する説明図

【図18】図16の超音波振動子によるA点及びB点の画素の重み付け量を説明する説明図

【図19】図16の超音波振動子の変形例の構成を示す構成図

【図20】本発明の第1及び第2の実施の形態に係る体

外式超音波プローブを備えた超音波診断装置の構成を示す構成図

【図21】絶対座標系での3次元画像構築に適した位置検出情報を得ることのできる超音波診断装置に係る位置検出装置の要部の構成を示す構成図

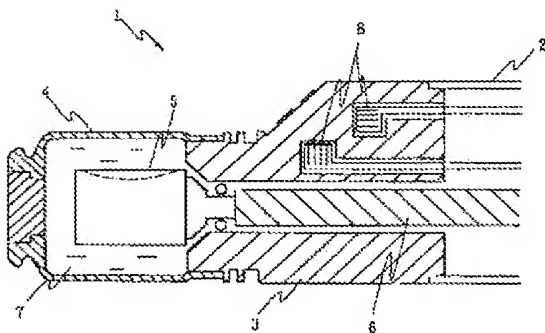
【図22】図21の回数指示部に対して加算回数を入力する超音波内視鏡の操作部に設けられた入力ボタンを説明する説明図

【図23】図21の位置検出装置の変形例の構成を示す構成図

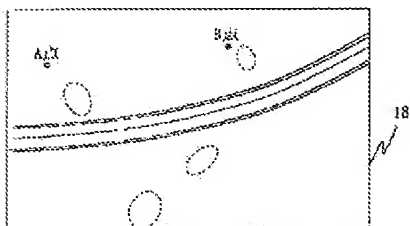
【符号の説明】

- 1…超音波内視鏡
- 2…挿入部
- 2a…操作部
- 3…硬性部
- 4…シース
- 5…超音波振動子
- 6…フレキシブルシャフト
- 7…超音波伝達媒体
- 8…磁気ソース
- 11…超音波診断装置
- 12…超音波画像処理装置
- 16…磁気センサ
- 17…位置検出装置
- 18…モニタ
- 20…パソコン

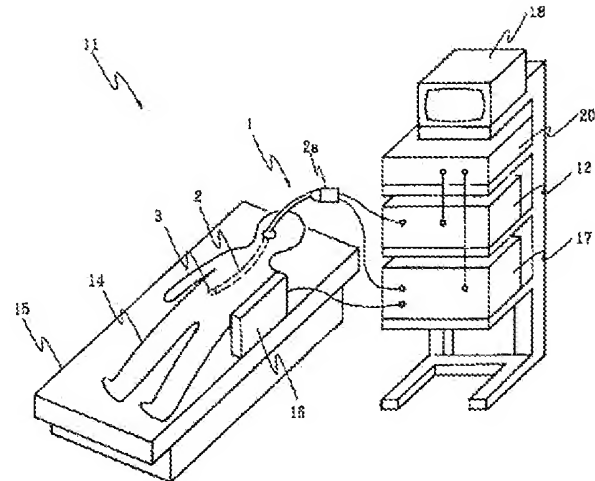
【図1】



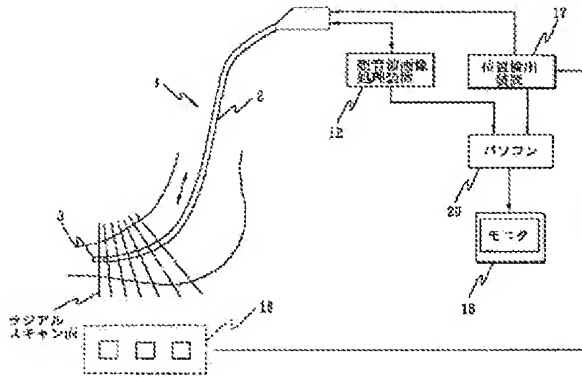
【図9】



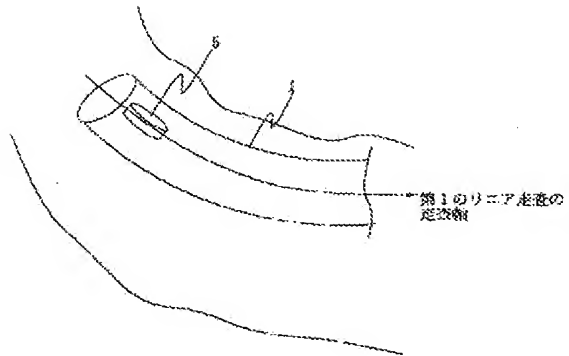
【図2】



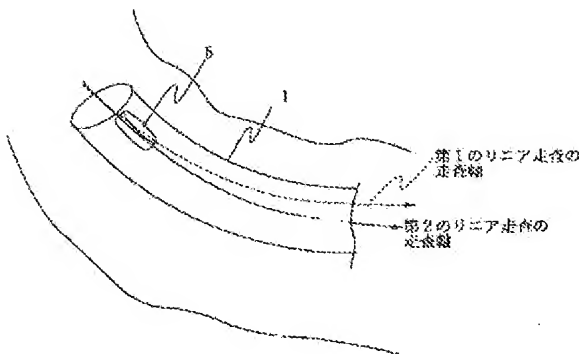
【図3】



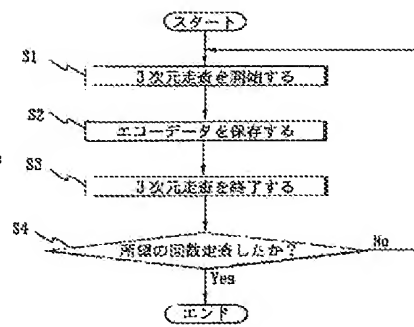
【図4】



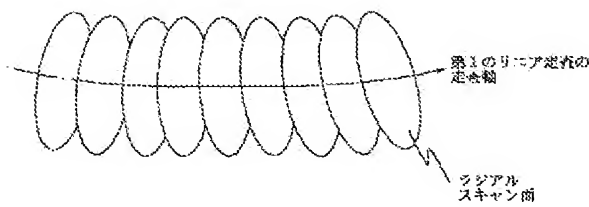
【図5】



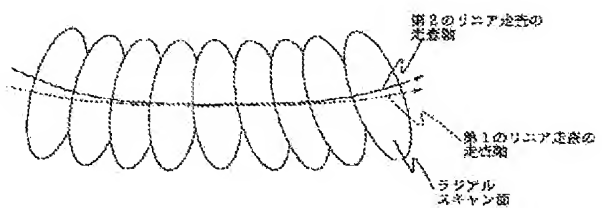
【図6】



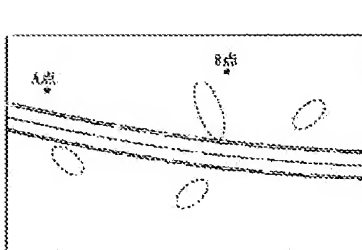
【図7】



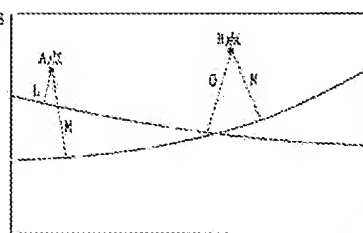
【図8】



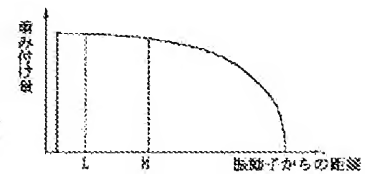
【図10】



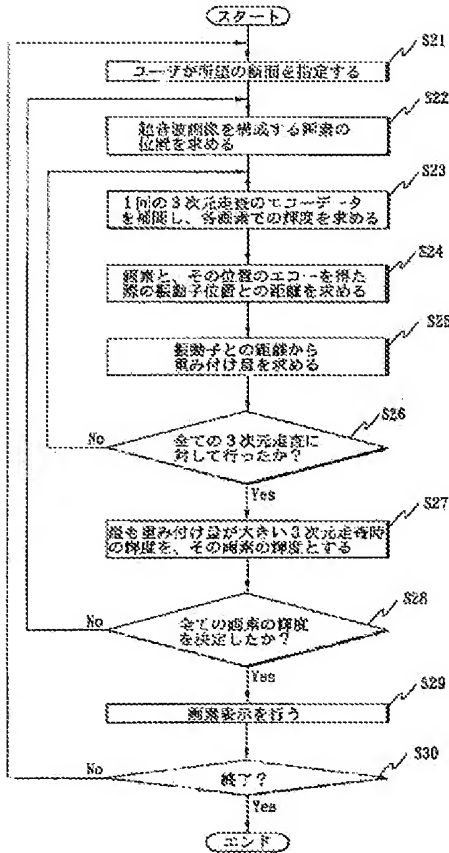
【図12】



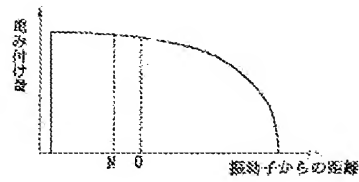
【図13】



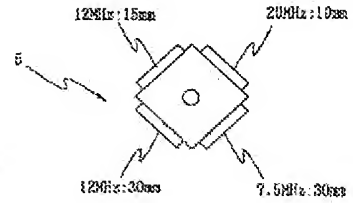
【図11】



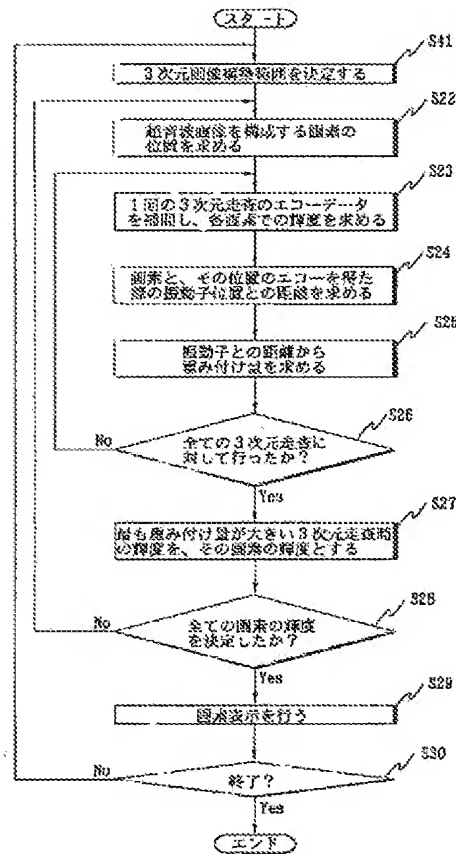
【図14】



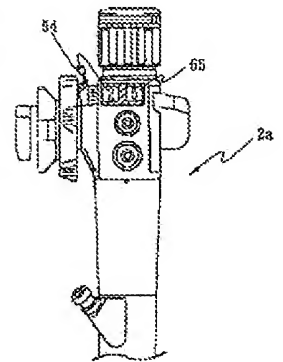
【図19】



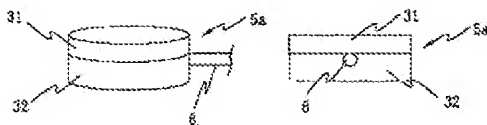
【図15】



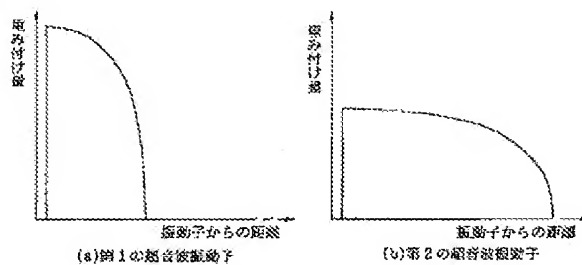
【図22】



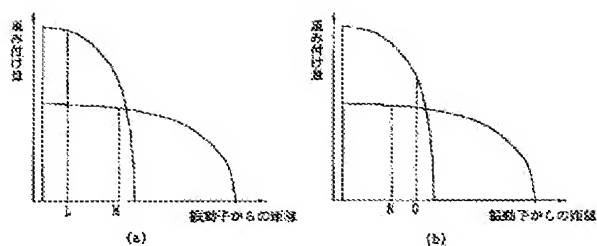
【図16】



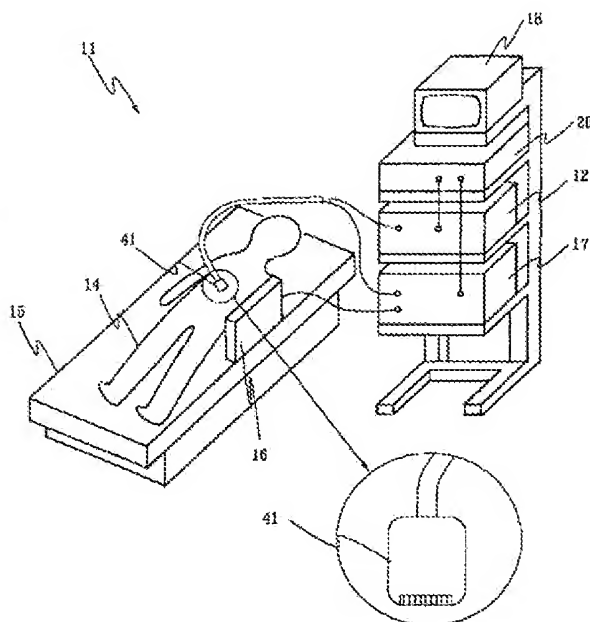
【図17】



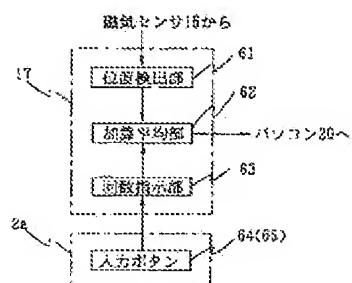
【図18】



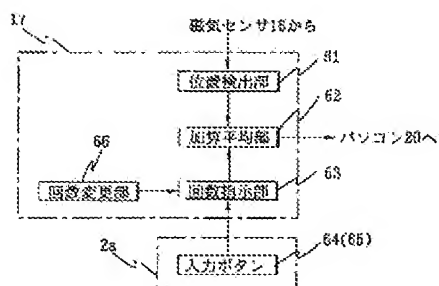
【図20】



【図21】



【図23】



【手続補正書】

【提出日】平成11年5月18日(1999. 5. 18)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0056

【補正方法】変更

【補正内容】

【0056】ところで、例えば図2で説明した超音波診断装置11においては、3次元走査によるラジアルスキャン面の取り込みは、例えば1秒間に10枚というフレームレート(10fps)で取り込まれる。一方、磁気ソース8(すなわち、超音波振動子5)の位置と向きの算出の上記フレームレートに同期して行われる。

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C061 AA02 BB08 CC00 FF11 FF35  
NN05 WW16  
4C301 AA02 BB01 BB03 BB13 BB30  
BB34 CC02 EE07 FF04 GA15  
GA16 GB14 GD16 HH47 HH49  
JB32 JC03 KK16  
5B057 AA07 BA05 BA06 CA08 CA13  
CB08 CB13 CD14 CE06 DA16  
DA17 DB03